

Contribution à l'Étude de l'Analyse des Gaz par Thermo-Diffusion et de ses Applications Cliniques

THESE

PRESENTÉE A LA

FACULTE MIXTE DE MEDECINE ET DE PHARMACIE DE LYON

et soutenue publiquement le 24 Juin 1960

pour obtenir le grade de Docteur en Médecine

PAR

Jean ALAIN

Elève de l'Ecole du Service de Santé Militaire

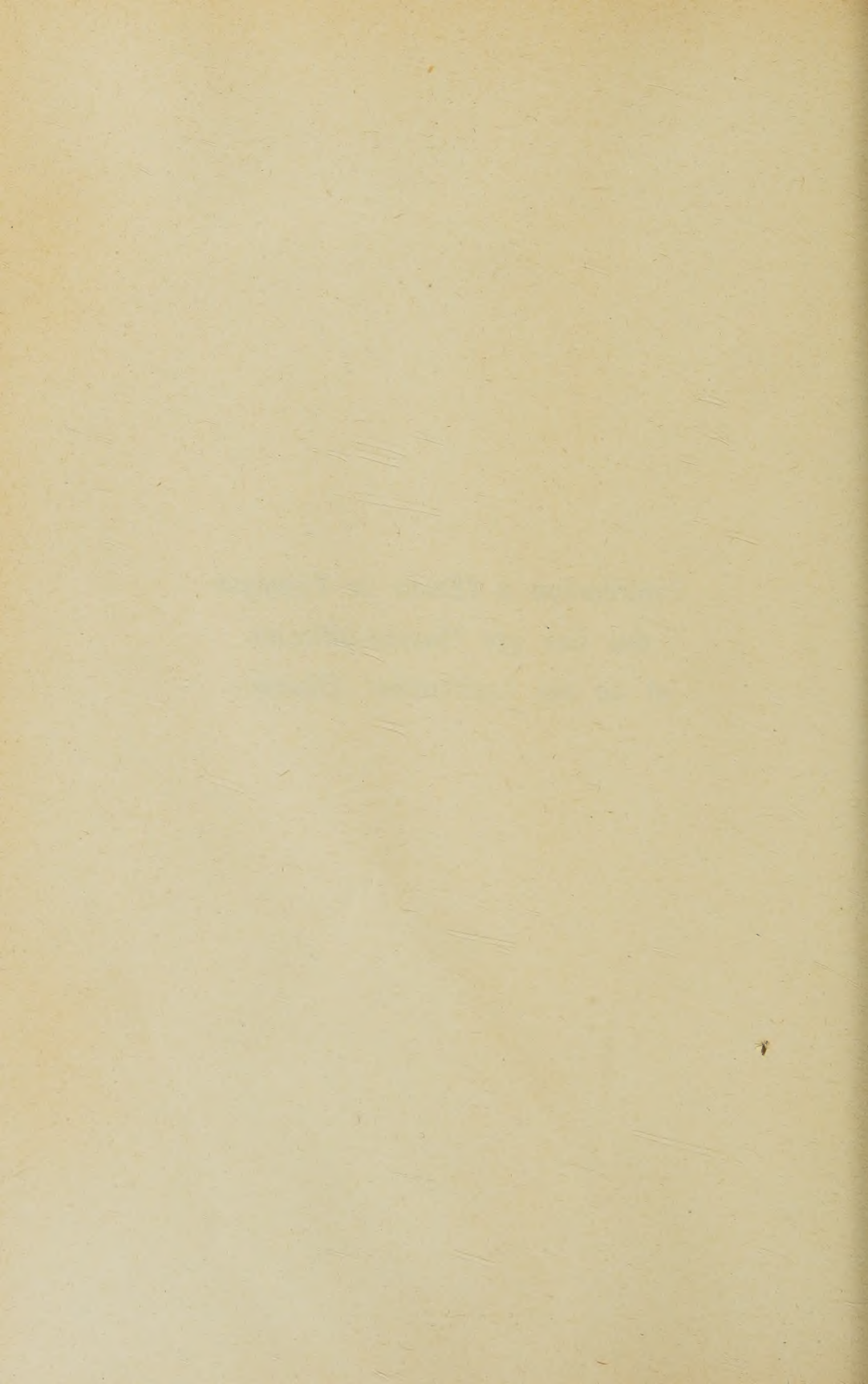
né le 27 Mai 1935 à VERSAILLES (Seine-et-Oise)



Imprimerie Générale Lyonnaise
32, cours Gambetta, 32 - LYON

1960

**Contribution à l'Etude de l'Analyse
des Gaz par Thermo-Diffusion
et de ses Applications Cliniques**



Contribution à l'Etude de l'Analyse des Gaz par Thermo-Diffusion et de ses Applications Cliniques

THESE

PRESENTÉE A LA

FACULTE MIXTE DE MEDECINE ET DE PHARMACIE DE LYON

et soutenue publiquement le 24 Juin 1960

pour obtenir le grade de Docteur en Médecine

PAR

Jean ALAIN

Elève de l'Ecole du Service de Santé Militaire

né le 27 Mai 1935 à VERSAILLES (Seine-et-Oise)



Imprimerie Générale Lyonnaise
32, cours Gambetta, 32 - LYON

1960

PERSONNEL DE LA FACULTE

Doyen honoraire M. J. LEPINE
 Doyen M. H. HERMANN, Correspondant de l'Institut
 Assesseur M. LEVRAT

PROFESSEURS HONORAIRES

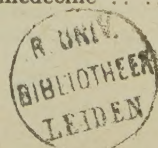
MM. NICOLAS, COLLET, GUIART, CADE, PATEL, LEPINE,
 TRILLAT, MOURIQUAND, MAZEL, GARIN,
 GATE, MARTIN, GABRIELLE, SANTY.

PROFESSEURS

Physiologie	MM. HERMANN
Clinique Urologique	CIBERT
Physique Biologique, Radiologie, physiothérapie (détaché à Beyrouth)	PONTHUS
Clinique Neuro-Psychiatrique et Hygiène mentale	DECHAUME
Thérapeutique chirurgicale et Chirurgie opératoire	ROCHET
Clinique des maladies infectieuses et bactériologie	X...
Chimie organique et Toxicologie	CHAMBON
Clinique chirurgicale	WERTHEIMER
Hydrologie thérapeutique, Climatologie et Ecologie sociale	DELORE
Clinique médicale	PAUPERT-RAVAULT
Clinique et Prophylaxie cardio-vasculaires	FROMENT
Clinique médicale	CROIZAT
Chimie biologique et médicale	ENSELME
Clinique Chirurgicale	MALLET-GUY
Clinique chirurgie orthopédique et de chirurgie infantile	GUILLEMINET
Pharmacie galénique et matière médicale	REVOL
Clinique gynécologique	POLLOSSON
Clinique obstétricale	PIGEAUD
Médecine du Travail	BOURRET
Clinique médicale	LEVRAT
Hygiène et action sanitaire et sociale	SOHIER
Clinique stomatologique	DUCLOS
Clinique médicale infantile et hygiène du 1er âge	BERNHEIM
Biologie médicale et pharmacodynamie	JOURDAN
Botanique et Cryptogamie	NETIEN
Clinique chirurgicale	BERTRAND
Chimie analytique pharmaceutique	BADINAND
Pharmacie et Pharmacologie	DREVON
Médecine légale et Déontologie	ROCHE
Parasitologie et Pathologie exotique	COUDERT
Clinique otho-rhino-laryngologique	MOUNIER-KUHN
Clinique ophtalmologique	PAUFIQUE
Clinique dermatologique et syphillographique	THIERS
Clinique de pneumo-phtisiologie	BRUN
Clinique traumatologique des membres	CREYSSEL Jean
Cancérologie	DARGENT
Anatomie pathologique	GUICHARD
Pathologie générale et expérimentale	GIRARD Paul
Anatomie	LATARJET
Pathologie chirurgicale	PEYCELON
Thérapeutique	GIRARD Marcel
Pathologie médicale	VACHON
Physio-pathologie des voies respiratoires	GALY
Histologie	KEHL

PROFESSEUR A TITRE PERSONNEL

Physique nucléaire appliquée à la médecine M. BERGER



PROFESSEURS TITULAIRES SANS CHAIRE

Obstétrique	MM. BANSSILLON
Parasitologie	ROMAN
Bactériologie	BERTOYE
Physiologie	CIER J.-François
Physiologie	CHATONNET
Pharmacie galénique et matière médicale	DORCHE

MAITRES DE CONFERENCES AGREGES

Chimie organique et toxicologie	MM. FERROT Louis
Anatomie pathologique	FEROLDI Jacques
Pharmacie et Pharmacologie	CIER André
Chimie biologique et médicale	CREYSSSEL Roger
Anatomie	DUROUX Emile
Thérapeutique	BRETTE René
Histologie	DUMONT Louis-Prosp.
Hygiène	THIVOLET Jean
Parasitologie	GARIN Jean-Paul
Physique	MORET Robert
Botanique et Cryptogamie	ODDOUX Lucien

AGREGES EN EXERCICE

Neuro-chirurgie	Chargé d'enseignement	MM. LECUIRE
Cardiologie	—	GONIN André
Obstétrique	—	MATHIEU Jacques
Orthopédie	—	MARION Joseph
Propédeutique médicale	—	PONT Maurice
Pathologie médicale	—	VIGNON Georges
Pathologie médicale	—	REVOL Louis
Pathologie chirurgicale	—	JAUBERT
de BEAUJEU		
Médecine générale	—	TRAEGER Jules
Pathologie chirurgicale	—	GUILLEMIN Georges
Electro-radiologie	—	PAPILLON Jean
Obstétrique	—	BURTHIAULT René
Pédiatrie, Puériculture	—	FRANÇOIS René
Médecine générale	—	GUINET Paul
Pathologie chirurgicale	—	SAUTOT Jean
Chirurgie générale	—	MARION Pierre
Chirurgie générale	—	MICHAUD Pierre
Maladies infectieuses	—	MONNET Paul
Oto-rhino-laryngologie	—	GIGNOUX Marcel
Stomatologie	—	FREIDEL Charles
Médecine générale	—	PLAUCHU Marcel
Pathologie médicale	Chargé d'enseignement	DEVIC Michel
Médecine légale	—	COLIN Marcel
Neurologie	—	GUYOTAT Jean
Obstétrique	—	DUMONT Martial
Urologie	—	DURAND Louis-Noël
Chirurgie générale	—	FRANCILLON Jacques
Médecine générale	—	DESPIERRES Charles
Chirurgie générale	—	de MOURGUES Georg.
Chirurgie générale	—	SAUBIER Eugène
Dermatologie	—	COLOMB Daniel
Médecine du Travail	—	TOLOT François
Neurologie, Psychiatrie	—	SCHOTT Bernard
Ophtalmologie	—	BONAMOUR Georges

EXAMINATEURS DE LA THESE

Président : M. le Professeur BERTOYE
 Assesseurs : M. le Professeur J.-F. CIER
 Monsieur le Professeur agrégé TRAEGER
 Monsieur le Professeur GARIN

A MA FEMME ET A MA FILLE

dont la pensée ne me quitte jamais.

A MES PARENTS

Je leur dois tout.

Qu'ils trouvent ici le témoignage de mon
affection et de ma reconnaissance.

A MES BEAUX-PARENTS

A MON FRERE

A TOUS LES MIENS



Digitized by the Internet Archive
in 2026

A NOTRE MAÎTRE

Monsieur le Professeur P. SEDALLIAN

Professeur de clinique des Maladies Infectieuses

(In Memoriam)

Il nous a inspiré cette thèse. Sa disparition brutale l'a empêché d'en voir la réalisation.

Nous avons apprécié en lui les qualités scientifiques, pédagogiques, mais aussi humaines, dont il faisait preuve, et que nous regrettons aujourd'hui.

Puisse la voie qu'il s'était tracée nous servir d'exemple.

A NOTRE MAITRE ET PRESIDENT DE THESE

Monsieur, le Professeur A. BERTOYE

Médecin des Hôpitaux

Il a aujourd'hui la lourde charge de continuer l'œuvre du Professeur Sédailian. Fin clinicien, mais aussi expérimentateur rigoureux, il nous a incité à poursuivre ces recherches.

Il nous a aimablement accueilli dans son service, mettant à notre disposition ses appareils et nous prodiguant ses conseils.

Qu'il trouve ici l'expression de notre respectueuse gratitude.

A NOS JUGES :

Monsieur le Professeur J. F. CIER

Au cours de nos premières années d'études, nous avons apprécié la clarté, la rigueur et l'aisance de ses exposés. Il a su nous communiquer son enthousiasme pour la physiologie.

Il nous a fait l'honneur d'accepter de faire partie de notre jury. Qu'il trouve ici l'expression de notre respectueuse gratitude.

Monsieur le Professeur agrégé J. TRAFGER

Médecin des Hôpitaux

Nous regrettons de n'avoir pu fréquenter son service. Nous avons apprécié à la Faculté les vues larges et modernes de son enseignement.

Nous le remercions de bien vouloir juger notre travail.

Monsieur le Professeur agrégé J. P. GARIN

Il s'est toujours intéressé avec bienveillance à notre travail. C'est en partie grâce à lui que nous avons disposé de l'appareillage nécessaire.

Nous sommes heureux de l'avoir pour juge.

A Monsieur le Docteur Pierre VINCENT

Il nous a aimablement aidé, tout au long de ce travail, en mettant à notre disposition son expérience et ses connaissances médicales et techniques.

Qu'il soit assuré de notre gratitude et de notre vive reconnaissance.

A Monsieur le Médecin Lieutenant-Colonel FAVIER

*Chef du service de Neuro-Psychiatrie de l'Hôpital Militaire
d'Instruction Desgenettes.*

Nous sommes heureux d'avoir été interne dans son service, où il nous a toujours accueilli avec amabilité.

Qu'il trouve ici le témoignage de notre gratitude et de notre profond respect.

A Monsieur le Médecin Capitaine SAUVAGET

Assistant des Hôpitaux Militaires

Avec autant de compétence que d'amabilité, il a su nous initier à l'art patient et difficile de la neuro-psychiatrie.

Nous l'assurons de nos vifs remerciements.

A Monsieur le Médecin Colonel PROTAR

*Directeur de l'Ecole du Service de Santé Militaire et de
l'Hôpital Militaire d'Instruction Desgenettes.*

A nos Maîtres dans les Hôpitaux Civils et Militaires



INTRODUCTION

L'exploration de la ventilation pulmonaire permet de résoudre de nombreux problèmes en clinique. Différents moyens ont été successivement utilisés.

La première idée qui vient à l'esprit est la spirométrie ; mais elle est insuffisante, à elle seule, pour donner des renseignements valables, lorsqu'elle s'adresse à un malade qui présente des troubles complexes ou une insuffisance respiratoire grave.

On a alors pensé à explorer l'hématose, en procédant au dosage des gaz dans le sang artériel. En effet, il est évident que le dosage de l'oxygène et du gaz carbonique artériels donnera une idée précise de l'efficacité de la ventilation pulmonaire. C'est ainsi que les divers principes d'oxymétrie ont été utilisés. De même, lorsqu'on sait que le pH du milieu intérieur est proportionnel à la quantité de gaz carbonique libre et à la concentration sanguine en bicarbonates, on peut facilement se faire une idée du taux de CO₂ sanguin.

La mesure des concentrations artérielles d'oxygène et de CO₂ représente bien l'élément essentiel d'un tel bilan et donne seule une idée globale de la fonction respiratoire du sujet. Cependant, ces examens sont de pratique difficile, de réalisation longue, et nécessitent la prise de sang artériel.

En pratique, il est souvent difficile de disposer à toute heure du personnel entraîné qu'ils exigent. Il est parfois impossible de répéter les ponctions artérielles, ou dangereux de mettre en place un trocart de Cournand pour plusieurs jours. Enfin le délai de réponse est toujours trop important, en particulier lorsqu'une décision thérapeutique d'urgence est en jeu, comme c'est le cas habituel en matière de réanimation respiratoire.

C'est ainsi que l'on s'est tourné vers des mesures indirectes non sanglantes et continues, pour apprécier l'hématose. On peut en effet contrôler l'oxygénation du sang capillaire par voie transcutanée au

moyen de méthodes photométriques, et l'on peut aussi apprécier la concentration alvéolaire du CO_2 , qui est voisine de celle du sang artériel, à moins de barrage alvéolo-capillaire.

Pour devenir applicables à la clinique, de telles méthodes doivent être simples ; les appareils doivent être faciles à manœuvrer ; la réponse, enfin, doit être fournie rapidement afin de permettre un enregistrement continu. Aussi, si des mesures répétées sont possibles, la précision pourra passer au second plan.

Nous n'envisagerons pas ici les différents appareils oxymètres qui sont maintenant d'usage courant. Nous avons étudié un appareil nouveau, le cataphéromètre, qui permet de mesurer de façon continue la concentration de CO_2 dans l'air alvéolaire, et nous l'avons appliqué à la surveillance des insuffisants respiratoires.

PLACE DE LA THERMO-DIFFUSION DANS LES METHODES D'ANALYSE DES GAZ

L'analyse des gaz respiratoires n'est qu'une des multiples applications des méthodes générales d'analyse des gaz.

Les méthodes physicochimiques, et en particulier les eudiomètres, ont été les premières employées. Cependant la plupart des appareils anciens, destinés à la mesure du métabolisme basal sont peu pratiques, nécessitent des prélèvements importants, et ne sont pas transportables. Certains de leurs dérivés modernes gardent cependant un grand intérêt.

Les méthodes purement physiques de thermoconductibilité et de thermodiffusion ont longtemps été considérées comme des curiosités sans aspect pratique, en raison de la complexité de l'appareillage qu'elles exigent. Elles entrent aujourd'hui en application.

Rappelons brièvement les différentes techniques utilisées en physiologie et en physiopathologie respiratoire pour l'analyse des gaz.

§ I . METHODES PHYSICO-CHIMIQUES.

a) La tonométrie.

Les appareils appartenant au groupe des eudiomètres ont recours à l'analyse chimique de l'air expiré. Les plus utilisés actuellement sont d'une part l'appareil de SHOLANDER et son dérivé, le MICROSHOLANDER, et d'autre part l'analyseur de CO₂ simplifié DRAEGER. Si le premier de ces appareils donne des résultats très précis, il ne permet pas la mesure continue, et il est d'un maniement délicat. C'est un appareil de référence de laboratoire et on ne peut envisager avec lui la surveillance clinique. Parallèlement, l'analyseur DRAEGER, utilisant l'absorption de CO₂ par une lessive de potasse fournit des résul-

tats rapides, mais très approximatifs. Enfin, ces appareils doivent être employés avec un capteur d'air alvéolaire, type RAHN, qui est lui-même d'un emploi très délicat.

Donc, bien qu'ils ne nécessitent pas de prélèvement artériel, ces appareils ne présentent pas un grand intérêt pratique. On leur préfère les appareils permettant une analyse continue.

b) Variations du pH d'une solution tampon.

Le principe de cette mesure est le virage d'une solution tampon dans laquelle on fait barboter l'air alvéolaire, qui y abandonne une partie de son CO_2 . C'est la méthode du carboviseur de KIPP. Une solution de bromothymol est placée dans la cuve d'un photomètre qui enregistre les variations de coloration sous l'influence de variation du pH, donc de la quantité d'eau du pH donc de la quantité de CO_2 . Mais le temps de réponse atteint presque une minute. Il faut donc, là encore, utiliser un capteur et les résultats restent approximatifs.

§ II - METHODES PHYSIQUES

La méthode de choix semble à l'heure actuelle l'utilisation de la thermoconductibilité des gaz. Celle-ci, dans des conditions fixes de pression et de température est une constante caractéristique d'un gaz donné. L'introduction d'un autre gaz modifiera cette constante et pourra ainsi être détectée. C'est le principe de base du diaphéromètre de Noyon que l'on retrouve dans de nombreux appareils modernes (KIPP, BRINKMANN, GODART). Parmi les auteurs qui ont tenté d'appliquer le diaphéromètre à la recherche clinique, VISSER, d'UTRECHT, est probablement celui dont les essais sont les plus intéressants. Toute une gamme d'appareils a été ainsi réalisée :

— **Le pulmo-analyseur** : Il est très robuste, mais malheureusement possède un temps de réponse assez élevé, de l'ordre de 10 secondes. Il n'est donc utilisable que dans le cadre d'ensembles spirométriques importants.

— **Le capnographie et le cataphéromètre** sont des appareils à réponse rapide, surtout le second. Grâce à eux, il devient possible d'enregistrer de façon constante la concentration de CO_2 , ce qui dispense des inconvénients des dispositifs capteurs. Ces appareils sont donc en principe les mieux adaptés à la surveillance des insuffisants respiratoires, et c'est à eux que nous nous adressons.

Le capnographe utilise la thermo-conductibilité dans l'infra-rouge ; il comporte ainsi un mécanisme assez complexe, lourd et coûteux. Nous ne l'étudierons pas ici.

§ III PRINCIPE DES APPAREILS A CONDUCTIBILITE THERMIQUE.

a) - Le diaphéromètre de NOYON.

C'est le plus ancien des appareils utilisant le principe de la thermo-conductibilité. Il est réalisé de la façon suivante :

Un canal est creusé au sein d'un bloc métallique à grande inertie thermique ; un filament est tendu le long de l'axe de ce canal, et parcouru par un courant de chauffage. Le gaz à analyser parcourt le canal sous pression et débit constants.

Dans ces conditions, la diffusion de la chaleur à partir du filament ne dépend plus que de la nature du gaz ou des mélanges de gaz qui le séparent des parois du canal. Cette diffusion conditionne la température du filament pour une intensité donnée du courant de chauffage. Toute variation de la diffusion va donc modifier la température du filament, et parallèlement sa résistance. Il est simple de mesurer celle-ci en intercalant l'ensemble dans un pont de Wheatstone, un galvanomètre appréciant numériquement les variations de résistance, donc, indirectement, les variations de nature et de concentration des gaz soumis à l'analyse par thermo-diffusion.

L'étalonnage de l'appareil est facilité par l'utilisation d'éléments de référence. C'est le principe du deuxième montage que nous allons envisager.

b) Le pulmo-analyseur.

Dans un bloc métallique se trouvent deux cellules identiques et cylindriques, une pour le gaz à mesurer et une pour le gaz de comparaison. Dans l'axe des cellules se trouve un fil chauffé par un courant électrique. Les deux filaments entrent dans la composition d'un pont de Wheatstone. On peut également utiliser un montage avec quatre cellules, 2 de mesure et 2 de comparaison ; les caractéristiques sont les mêmes que précédemment, mais on arrive par ce moyen à compenser partiellement les effets des variations de courant, de température et de débit.

Si les cellules de mesure sont remplies d'un mélange gazeux ayant une conductibilité thermique différente de celle du gaz de comparaison, les températures du fil de mesure et du fil de comparaison seront différentes. Cette différence de température produit une différence de résistance électrique entre les deux fils et le potentiel qui en résulte est mesuré au moyen d'un galvanomètre.

Dans la pratique, on utilise comme gaz de comparaison un mélange gazeux semblable à celui qui est soumis à l'analyse, mais duquel on aura retiré le gaz que l'on désire étudier, en le faisant absorber par voie chimique. Dans ce montage, la différence de thermo-conductibilité correspondra à la concentration du gaz étudié. .

c) Le cataphéromètre.

Le gaz de référence utilisé est cette fois l'air ambiant, qui se trouve dans un canal de référence, non ventilé, et à la pression atmosphérique. Ce montage est d'une moindre fixité que le précédent, et il exige un étalonnage à l'aide d'un mélange gazeux de composition connue. Cependant, il est plus simple, plus mobile, et permet une réponse plus rapide. C'est donc lui que nous avons adopté.

DEUXIEME PARTIE

LE CATAPHEROMETRE

CHAPITRE I

DESCRIPTION

Cet appareil * se compose d'une part d'un analyseur qui constitue le diaphéromètre lui-même, et d'autre part d'un ensemble d'appareils de mesure qui traduisent en langage clair les variations de la conductibilité thermique.

§ I - L'ORGANE DE MESURE

L'élément essentiel est constitué par un bloc métallique massif traversé par deux canaux d'égale diamètre (0,3 cm.), d'égale longueur (6 cm.), contenant chacun un filament métallique de 20 microns de diamètre, parcouru par un courant de chauffage. Une pompe à air électrique assure la circulation à flux constant du gaz à analyser dans l'un des canaux, et l'air ambiant constitue le gaz témoin, dans l'autre canal. Le débit dans le canal de mesure est seulement de 25 cm³/minute et la pression à l'intérieur de celui-ci ne dépasse pas 0,1 atm ; ainsi on obtient la sensibilité maxima de l'appareil et le prélèvement gazeux minime ne perturbe pas les autres constantes ventilatoires.

§ II - LES APPAREILS DE MESURE

La conductibilité thermique dans des conditions de flux, de pression, de volume du canal constantes, est proportionnelle à la composition du mélange gazeux. Les modifications de cette conductibilité thermique vont influencer sur la température des filaments tendus dans les canaux, qui sont parcourus par un courant d'intensité constante. La température de ces filaments est fonction de la seule composition

du gaz analysé. Leur résistance étant proportionnelle à leur température, il suffira de mesurer cette résistance pour connaître la composition du mélange soumis à l'appareil.

Les deux filaments sont donc intercalés dans un pont de Wheatstone, la présence du canal de référence simplifiant le montage et les variations sont lues directement en appréciant le courant produit, lors qu'il existe un déséquilibre entre les deux canaux (fig. 1).

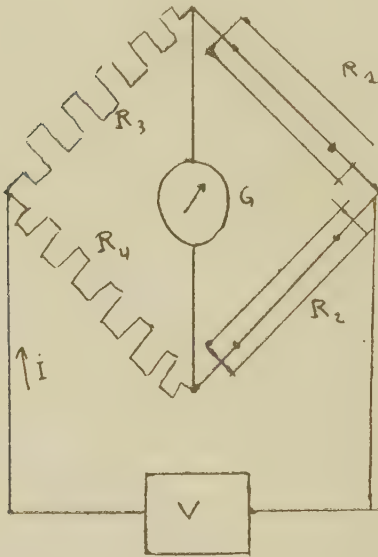


Fig. 1. Montage en parallèle (cataphéromètre actuel) R_1 et R_2 : fils de mesure et de comparaison.

G : galvanomètre.

V : générateur de courant.

La lecture pratique est faite sur un milliampèremètre à aiguille étalonné directement en pourcentage de CO_2 . La réponse de celui-ci est linéaire pour des déflexions correspondant aux concentrations usuelles de gaz. On peut ainsi lire directement au cadran, après étalonnage, la concentration en CO_2 de l'air alvéolaire, qui est représentée par la déflexion maxima de l'aiguille au cours d'une expiration. C'est la FaCO_2 .

On peut encore coupler l'appareil à un enregistreur linéaire qui construit la courbe des concentrations du CO_2 au cours de l'expiration. Nous avons employé dans nos essais un enregistreur à 2 plumes « Lucas », qui permet d'enregistrer en même temps l'oxymétrie à l'oreille. On conserve ainsi un document indispensable aux études physiologiques.

* Construit par GODART (Minjhardt), à UTRECHT.

CHAPITRE II

MESURE DES CONCENTRATIONS GAZEUSES AVEC LE CATAPHEROMETRE

VISSER a étudié systématiquement les différents éléments qui entrent en jeu dans ces mesures. Nous les schématiserons ainsi :

- 1) Influence des caractéristiques mêmes du bloc de mesure.
- 2) Influence de la concentration des différents gaz composant le mélange gazeux.
- 3) Influence de la vapeur d'eau.

Nous allons les passer brièvement en revue.

§ 1 INFLUENCE DES CARACTERISTIQUES DU BLOC DE MESURE.

Le cataphéromètre que nous utilisons emploie un bloc d'analyse qui est creusé de deux canaux. Dans l'axe de chaque canal se trouve un fil de platine, de diamètre 20 microns, parcouru par un courant de voltage et d'intensité constants : $V = 1,5 \text{ v}$; $I = 38 \text{ mA}$, et porté à une température d'environ 50° . Les caractéristiques très précises du canal d'analyse sont les suivantes : Diamètre = 0,25 cm, Longueur = 6 cm, soit un volume de 1,2 cm³.

Dans le canal de mesure, une pompe fait circuler le gaz à analyser de telle sorte qu'il passe un volume égal à 300 cm³/min, à la pression de 1 atm. La pression intérieure étant maintenue à 0,02 atm, tout se passe comme s'il y avait un débit de 15 litres/min dans ce canal.

Le canal de référence contient également un filament parcouru par le même courant, et environné d'air atmosphérique, de composition constante puisqu'il n'est pas en contact avec l'air extérieur.

Le gaz à analyser est amené au bloc de mesure par une tubulure capillaire, placée le plus près possible de la bouche du malade lorsqu'il s'agit d'air expiré.

Nous voyons que le faible volume du canal de mesure conditionne en grande partie la rapidité de réponse de l'appareil. En effet, un volume gazeux égal à celui du canal est déplacé en $1,2 \times 60/15000 = 0,005$ seconde. Toutefois, en pratique, le temps nécessaire pour que se fasse la vidange du tube augmente cette valeur.

De plus, la rapidité de la réponse dépend de la longueur du tube amenant le gaz au bloc d'analyse, qui conditionne un plus ou moins long temps de latence, et qui fausse plus ou moins les limites du gaz à étudier. Dans l'appareil que nous employons la longueur et le volume des tubes d'arrivée des gaz sont réduits au minimum.

Enfin, en plaçant la tubulure capillaire de prise d'air dans un embout buccal, construit de telle sorte qu'elle soit au centre de la veine d'air inspiré ou expiré, on élimine les erreurs dues au fait que l'écoulement laminaire le long des parois du tube est moins rapide que l'écoulement au centre du tube.

§ II - INFLUENCE DE LA CONCENTRATION DES GAZ DANS LE MELANGE ANALYSE.

Visser a énoncé, pour les mélanges gazeux anhydres, des relations empiriques traduisant la déviation du galvanomètre (G) en fonction de la différence de concentration en gaz étudié entre le mélange analysé et l'air, qui sert de gaz de comparaison.

— Pour le mélange O₂ + air, il trouve :

$$G = a \, dF_{O_2} (1 - 0,50 \, dF_{O_2}) \quad (1)$$

où dF_{O_2} est la différence de concentration en oxygène entre le mélange et d'air, et a une constante de proportionnalité. Il en conclut :

— dF_{O_2} compris entre 0 et 0,79

— Pour le mélange CO₂ + O₂, la relation est :

$$G = -18 \, a \, FCO_2 (1 + 0,24 \, FCO_2) \quad (2)$$

a est la même constante, et FCO_2 compris entre 0 et 1.

— Pour le mélange CO₂ + air,

$$G = -16 \, a \, FCO_2 (1 + 0,40 \, FCO_2) \quad (3)$$

dans ce cas : FCO_2 compris entre 0 et 0,21.

Si l'on compare les deux premières relations, on voit que le rapport des sensibilités pour CO₂ et O₂, soit $S'CO_2/S'O_2 = -18$. Lorsque l'on mesure la concentration en CO₂ dans l'air expiré, la déviation du galvanomètre est déterminée par la différence entre les concentrations en CO₂ et en O₂. Donc :

$$G = FCO_2 \cdot S'CO_2 - dFO_2 \cdot S'O_2.$$

$$\text{Or : } dFO_2 = -FCO_2, \text{ et } S'CO_2/S'O_2 = -18, \text{ d'où}$$

$$\begin{array}{l} G \text{ peu différent de } FCO_2 \cdot S'CO_2 \\ FCO_2 \cdot S'O_2. \end{array} \left\{ 1 - 1/(-18) \right\} = 1,06$$

On voit donc que l'influence de la diminution de la concentration en O₂ dans l'air expiré sur la mesure du CO₂ est négligeable, les variations de concentration en CO₂ et en O₂ se produisant simultanément et proportionnellement. La courbe de l'élimination du CO₂ est, de ce fait, pratiquement inchangée.

Pour un mélange de CO₂ + air, si $FCO_2 = 0,05$, par exemple, la déflexion sera, selon la relation (3) : $0,40 \times 0,05 = 0,02$, soit 2 %. Dans ce cas, l'erreur introduite est de plus ou moins 1 %. C'est un avantage du cataphéromètre, qui possède une échelle de réponses linéaire, les appareils à infra-rouges ayant en principe une échelle logarithmique.

D'après les relations énoncées précédemment, il est possible de calculer la déviation du galvanomètre, en fonction de la constante a , qui est caractéristique de chaque appareil. Ainsi, nous aurons :

$$\text{— pour O}_2 \text{ pur : } G = 0,48 a.$$

$$\text{— pour CO}_2 \text{ pur avec O}_2 \text{ comme comparaison} \\ G = -22,3 a.$$

$$\text{— pour CO}_2 \text{ pur, avec l'air comme comparaison} \\ G = -21,8 a.$$

On peut de même calculer les déviations pour l'argon, l'hélium, etc...

On constate que l'appareil est plus sensible à l'hélium qu'au CO₂, de sorte que la déviation sera nulle pour un mélange contenant 5,6 % de CO₂ et 1,6 % d'He.

Enfin, pour l'air expiré contenant la proportion normale de CO₂, 5,6 %, la déflexion sera calculée à partir de la relation (3), et on trouve $G = 0,92 a$.

§ III - INFLUENCE DE LA VAPEUR D'EAU.

On est en droit de l'attendre, lorsqu'il s'agit d'air expiré, si les gaz ne sont pas deshydratés au préalable. On constate qu'en présence de vapeur d'eau, la déflexion du galvanomètre pour le CO_2 varie dans la proportion de $1/10$ par rapport à la déflexion normale. Cependant, après quelques expirations, l'intérieur des tubes semble revêtu de vapeur d'eau. Il y a donc, pendant la mesure, une pression de vapeur constante dans l'appareil, provenant de la respiration elle-même, et l'erreur introduite sera considérée comme négligeable.

§ IV - CONCLUSION

Le temps de réponse de l'appareil est lié aux caractéristiques physiques que nous avons étudiées.

Enfin, lorsqu'on mesure avec le cataphéromètre des concentrations de CO_2 dans l'air expiré, la déviation du galvanomètre est :

- indépendante de la pression de vapeur d'eau après quelques expirations ;
- pratiquement proportionnelle à la concentration de CO_2 ;
- très peu dépendante de la concentration en O_2 .

CHAPITRE III

LA MISE EN ŒUVRE DE L'APPAREIL

§ I - LES TECHNIQUES D'ANALYSE.

Les techniques d'analyse qui peuvent être utilisées sont au nombre de trois.

1) L'analyse globale de l'air expiré.

Dans ce cas l'air expiré est prélevé dans un sac respiratoire ou à l'orifice de sortie d'un respirateur. Cette technique ne permet d'obtenir qu'une valeur moyenne sans conséquences pratiques importantes et elle n'utilise pas les possibilités étendues de l'appareil.

2) L'analyse de l'air alvéolaire discontinue.

Un capteur type RAHN ou PESTY envoie de l'air prélevé à la fin de chaque expiration vers l'appareil. On obtient ainsi une courbe de concentration du CO_2 dans l'air alvéolaire, mais, outre les inconvénients liés à l'usage du capteur, on ne dispose pas du repère que constitue l'enregistrement de la concentration, en principe nulle, de CO_2 lors de l'inspiration.

3) L'analyse continue aux deux temps de la respiration.

C'est celle qui nous a semblé la méthode de choix. La courbe obtenue permet de déterminer facilement la FaCO_2 et la partie inspiratoire où la concentration est nulle permet la surveillance de l'exactitude de la réponse de l'appareil.

§ II - LE MONTAGE DE L'APPAREIL

Le bloc de mesure doit être placé aussi près que possible du point de prélèvement afin de réduire au maximum le temps de réponse.

Le point de prélèvement est variable.

1) Dans une pièce buccale.

La pièce buccale doit toujours être préférée au masque, parce qu'elle ne comporte pratiquement aucun espace mort. La tubulure de prélèvement débouchera alors au centre d'un tube de 3 cm. de diamètre directement relié à une embouchure de caoutchouc placée entre les dents du malade. Le prélèvement sera fait ainsi au ras des lèvres, et l'espace mort additionnel ne dépassera pas 10 cm³.

2) Dans une canule de trachéotomie.

Le cas se présente souvent lorsque l'on veut étudier la ventilation des insuffisants respiratoires appareillés. Plusieurs dispositifs ont été proposés.

— Certaines canules type KRISHABER, très utilisées en Allemagne, comportent une tubulure latérale que l'on peut raccorder au tuyau de prélèvement du bloc de mesure. Nous avons utilisé une canule de DRAEGER qui s'est révélée peu pratique, et malgré son ballonnet gonflable, peu étanche.

— On peut encore enfoncer dans une canule de SJOEBERG ou de SJOEBERG-ABOULKER une simple aiguille hypodermique de fort diamètre qui sera reliée au bloc de mesure.

3) Dans les bronches du malade.

Cette méthode permet l'appréciation sélective de la ventilation dans les différents territoires bronchiques, et peut ainsi revêtir un grand intérêt chez les malades dont l'état ne permet pas la broncho-spirométrie séparée.

Dans tous les cas il importe de veiller à ce que le cathéter de prise de gaz d'analyse n'aspire pas de mucosités qui viendraient obstruer le tube capillaire placé avant l'analyseur proprement dit. Nous avons donc utilisé des tubes en matière plastique (PVC ou polyéthylène) qui sont transparents et permettent de constater rapidement de tels incidents.

CHAPITRE IV

L'ETALONAGE DE L'APPAREIL

On procède à l'étalonnage en laissant le capteur dans l'air ambiant que l'on considère comme ne contenant pas de quantités notables de CO₂. On détermine ensuite à l'aide d'un mélange gazeux à 6 % de CO₂ le point 6 % de la courbe. Cet étalonnage ne doit être entrepris qu'après au minimum un quart d'heure de chauffage. Il est très stable à condition de faire une mesure continue ; il est cependant bon de le vérifier toutes les heures.

§ I - DETERMINATION DU ZERO

a) Zéro électrique.

C'est celui du galvanomètre, qu'on obtient en équilibrant le pont de Wheatstone.

b) Zéro du bloc de mesure.

Pour le déterminer, l'appareil absorbe de l'air ambiant. Il est le même lorsqu'il s'agit de mesurer le CO₂ ou l'hélium, puisque les concentrations de ces gaz dans l'air atmosphérique sont pratiquement nulles.

§ II - DETERMINATION D'UN POINT CHOISI DE L'ECHELLE DE CONCENTRATION.

Il suffira de déterminer un seul point car la réponse de l'appareil est linéaire, et a été vérifiée telle en usine (et ceci contrairement à la majorité des autres analyseurs, dont les réponses suivent une échelle logarithmique).

Pour le CO₂, nous avons employé un mélange à 6 % de CO₂, l'appareil étant utilisé avec sa sensibilité maxima. On amène ainsi l'aiguille du galvanomètre sur 6 %, ce qui assure le calibrage. On choisit le mélange à 6 % de CO₂ parce que c'est la proportion approximative à laquelle on est en droit de s'attendre dans l'air alvéolaire.

Pour l'hélium, on utilise un mélange à 30 % avec la sensibilité minima.

Ces réglages terminés, on ne doit plus toucher au bouton « calibrage » de l'appareil.

§ III - REGLAGE DU ZERO SUR LE MALADE

C'est la correction de l'erreur introduite par la présence de vapeur d'eau, provenant directement de la respiration du sujet, et à laquelle il est normal de s'attendre si les gaz analysés n'ont pas été au préalable soumis à une deshydratation. (VISSER a montré qu'il existait, en présence de vapeur d'eau, une variation de 1/10 par rapport à la normale, pour le CO₂). On effectue ce réglage en agissant sur la commande de « zéro ».

TROISIEME PARTIE

L'INTERET DE L'ANALYSE RAPIDE DES GAZ EN PHYSIOLOGIE RESPIRATOIRE

Outre son intérêt clinique, représenté par la possibilité de doser, de façon continue, la quantité de CO_2 éliminée par voie ventilatoire, et ainsi de détecter l'apparition d'une insuffisance respiratoire, l'analyse rapide des gaz a permis de préciser certains points de physiologie respiratoire.

Il est devenu possible d'enregistrer avec précision la courbe de l'élimination du CO_2 et d'en étudier la forme. De plus, certaines notions concernant le gaz alvéolaire ont pu être établies ou précisées.

§ 1 — ASPECT DE LA COURBE.

Avec l'apparition des analyseurs physiques à réponse rapide, capables d'enregistrer les variations instantanées de la concentration en CO_2 d'un gaz, la forme de la courbe d'élimination du CO_2 est devenue familière (fig. 2).

Après le rejet de l'air occupant l'espace mort à la fin de l'inspiration, air privé de CO_2 , la courbe présente une brusque ascension, correspondant à l'arrivée dans l'appareil du gaz qui a quitté l'alvéole dès la fin de l'inspiration. Puis s'amorce une lente montée régulière, presque linéaire, jusqu'à la fin de l'expiration. Lors de l'inspiration, la courbe redescend brusquement, l'ascension ne se reproduisant évidemment qu'à l'expiration suivante. D'après la courbe, il est facile de déterminer la FaCO_2 . Mais on obtient une proportion, non une pression partielle. Pour connaître la pression partielle de CO_2 dans l'air alvéolaire à partir de la FaCO_2 , COMROF propose la relation :

$$Pa\ CO_2 = FaCO_2 \times \frac{(B - 47)}{100}$$

B = pression atmosphérique

47 = pression partielle de vapeur d'eau à saturation complète dans un mélange gazeux à 37° C.

Ainsi, chez un sujet ayant une $FaCO_2$ normale à 5,6 la $Pa\ CO_2$ sera : $5,6 \times \frac{713}{100} = 40\text{ mm Hg}$, si B = 760 mm Hg.

La lente montée de la courbe, dans sa portion terminale a été longtemps ignorée, (les anciens analyseurs de gaz possédant un temps de réponse trop long), d'autant plus volontiers que ce que l'on prenait pour un plateau était en accord avec la théorie classique, qui tenait la composition du gaz alvéolaire pour constante.

Il convient cependant de ne pas considérer la courbe obtenue comme représentant exactement les phénomènes alvéolaires au cours de l'expiration sans y apporter d'importantes restrictions. Cette courbe n'est que la résultante d'une infinité de courbes différentes, dont chacune représente l'effet de la diffusion au niveau de tel ou tel groupe d'alvéoles. La teneur en CO_2 du gaz expiré dépend de l'irrigation locale, plus ou moins importante suivant les endroits dans le parenchyme pulmonaire. En effet, plus une zone est irriguée, plus le gaz qui en proviendra sera riche en CO_2 (LACOSTE, MARTIN, Mlle WOELF-FLE). Ceci explique que l'on peut trouver, des résultats normaux ou presque, alors qu'il existe une atteinte pulmonaire importante. On ne peut donc pas mesurer les phénomènes locaux à proprement parler.

De plus, il a été démontré que le gaz expiré est différent du gaz alvéolaire. Il contient un peu moins de CO_2 , même à la fin de l'expiration. En effet, le gaz que l'on recueille à la bouche a cessé de s'enrichir en CO_2 pendant son trajet expiratoire. Par contre, le gaz resté dans les alvéoles, donc en contact avec le sang capillaire pulmonaire, a continué de s'enrichir en CO_2 . Le résultat que l'on obtient en analysant le gaz expiré ne correspond donc pas exactement à ce que serait celui obtenu avec le gaz alvéolaire au même instant.

Le gaz alvéolaire étant inaccessible, on peut extrapoler la courbe enregistrée, si l'on connaît le volume de l'espace mort. Mais la PCO_2 trouvée par ce moyen reste inférieure à la PCO_2 artérielle de par l'existence d'un gradient de pression alvéolo-capillaire.

Les aspects anormaux de la courbe.

Il arrive assez souvent, lorsqu'on pratique des mesures sur des sujets soumis à l'assistance respiratoire, de rencontrer deux types d'anomalies :

— soit une image en dôme sur la portion ascendante terminale (fig. 3).

— soit une image en marche d'escalier sur la descente ordinairement linéaire de la courbe.

Il faudra alors discuter :

— soit un effet perturbateur sur l'appareil de mesure, de la dépression produite par le respirateur. Cette dépression, au lieu d'être d'intensité constante, est marquée par un à-coup dépresseur, d'où une élimination plus importante d'air. Il se peut également qu'intervienne, parallèlement à l'action du respirateur une phase brève d'expiration active, qui donne le même aspect sur la courbe.

— soit le fait que la vidange spontanée de certaines alvéoles mal ventilées, se fait mal spontanément ; d'où, dans un premier temps, un abaissement du plateau ascendant, puis, dans un deuxième temps, aspect en dôme dû à la vidange complète avec la dépression de l'appareil.

Chez les insuffisants respiratoires non appareillés, la courbe se fait souvent en deux temps séparés par une amorce d'inspiration. On retrouve un aspect voisin de celui de la courbe spirométrique à deux clochers de ces malades.

§ II — ETUDE DU GAZ ALVEOLAIRE.

a) Composition du gaz alvéolaire.

Les théories classiques conféraient au gaz alvéolaire une composition constante. Les techniques de mesure étayaient cette notion, puisque les appareils ne mettaient pas en évidence la forme ascendante de la courbe du CO₂ expiré, mais concluaient à un aspect en plateau.

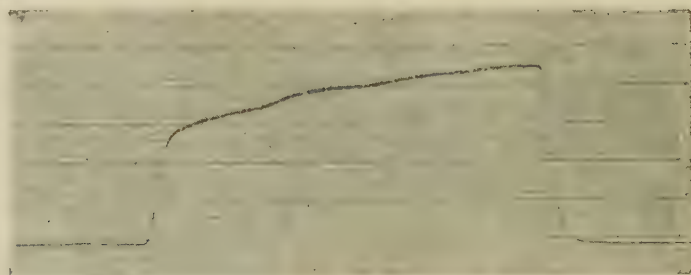
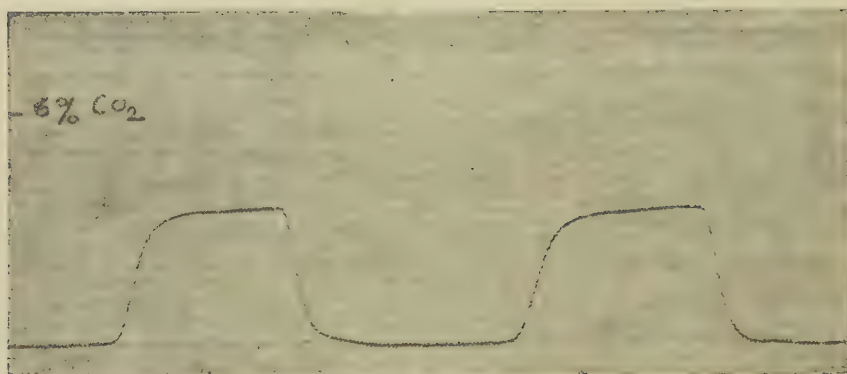


Fig. 2 Courbe d'élimination de CO_2 chez un sujet normal. 2a : expiration normale. 2 b : expiration forcée.

En 2a, la FaCO_2 est à 3,5 %.

En 2b, la FaCO_2 est à 5,5 % en fin d'expiration. Ce tracé met en évidence l'allure ascendante de la courbe.

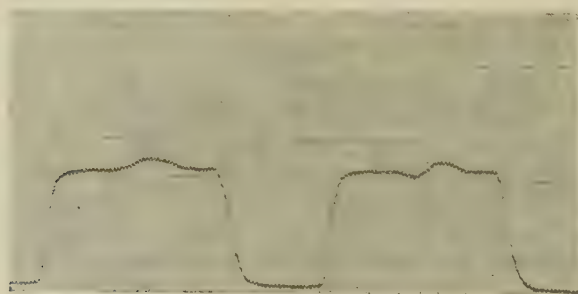


Fig. 3. Aspect en dôme obtenu chez un malade placé sous appareil d'Engström, l'image anormale est due à un à-coup dépresseur du respirateur.

Actuellement, bien que rien ne soit formellement démontré, on tend à penser qu'il n'y a pas une PCO₂ alvéolaire constante, (PCO₂ = pression partielle de CO₂), mais que le gaz alvéolaire est de composition variable, évoluant entre deux limites, supérieure et inférieure, au cours de chaque cycle ventilatoire. La remontée de la PCO₂ pendant l'expiration, traduite par la forme ascendante de la portion terminale de la courbe, évoque un enrichissement du gaz alvéolaire en CO₂ provenant du sang capillaire, alors que la dilution par l'air inspiré, avait appauvri ce même gaz en CO₂.

b) Rapport du gaz alvéolaire avec le sang artériel.

Classiquement, on admettait l'égalité des pressions partielles des gaz alvéolaires et sanguins. Des expériences récentes ont montré qu'il n'en était rien. En enregistrant simultanément la pression de CO₂ expiratoire et la pression de CO₂ sanguin, différents auteurs ont montré qu'il existait entre elles une inégalité. Un gradient de pression a ainsi été mis en évidence. Ce gradient, calculé de cette manière, est selon LACOSTE, de un à trois mm de mercure chez le sujet normal, et peut atteindre 5 à 6 mmHg chez certains insuffisants respiratoires.

Pour expliquer ce gradient, on peut penser à des variations de la perméabilité de la membrane alvéolo-capillaire, et à des différences de distribution des gaz et du sang selon les endroits.

§ III — CONCLUSION.

Nous voyons donc que les résultats donnés par les analyseurs physiques, aussi rapides soient-ils, ne sont pas formellement exacts. Il faut considérer le fait que le gaz arrivant à l'appareil n'a pas exactement la composition du gaz alvéolaire, puisqu'il a cessé de s'enrichir en CO₂ pendant son trajet expiratoire. De plus, l'existence du gradient de pression de CO₂ artério-alvéolaire à la fin de l'expiration intervient également pour fausser le résultat. Il est impossible d'atteindre le gaz alvéolaire pour en mesurer la composition, et même y parviendrait-on qu'on aurait encore à tenir compte du gradient de pression. Enfin, le chiffre obtenu ne représente pas une pression partielle, mais une proportion. Pour obtenir la pression partielle, il faut le ramener à la pression atmosphérique, compte tenu du volume total.

Le résultat obtenu ne sera donc pas une mesure précise, et ceci d'autant plus s'il existe des phénomènes pathologiques au niveau du poumon. Néanmoins il est évident qu'il suffira pour se faire une idée assez nette de la fonction respiratoire du sujet.

QUATRIEME. PARTIE

CHAPITRE I

APPLICATION DE L'APPAREIL A LA SURVEILLANCE DES MALADES

Lorsque l'on traite une insuffisance respiratoire, deux types de problèmes vont se poser. Ils constituent l'essentiel de la surveillance clinique et biologique de ces malades.

— Le premier est celui de l'indication de la respiration assistée.

L'indication peut être globale, fondée sur la constatation de signes d'asphyxie. Mais il existe également des indications particulières liées aux types d'asphyxie rencontrés. Ainsi, chez un poliomyélitique, c'est la décision de l'emploi du respirateur qui représente l'indication globale. Par contre, chez un emphysémateux, on aura à décider entre la ventilation assistée et l'oxygénothérapie.

— Le second est celui de la surveillance de telles thérapeutiques. Si l'appareil respirateur supplée la musculature ou les centres respiratoires défaillants du malade, il ne fournit qu'une ventilation constante, donc sans régulation spontanée. Le rôle du réanimateur est alors de l'adapter aux besoins réels du malade.

Pour résoudre ces deux problèmes, il faut déterminer la qualité de l'hématose du sujet. Depuis longtemps, on connaît la valeur des signes cliniques:

— Soit d'anoxie, la cyanose avant tout,

— Soit d'hypercapnie, représentées par les céphalées, les sueurs, l'hypertension artérielle, l'obnubilation, aboutissant au coma.

Mais on sait leur insuffisance, leur caractère imprécis, souvent tardif, et impossible à chiffrer.

Depuis quelque dix ans, des données numériques précises sont venues compléter ces notions, avec la détermination de l'oxymétrie et de la pression de CO₂ artériel. Elles restent l'élément fondamental des décisions d'assistance respiratoire, et le point le plus solide de la séméiologie biochimique des troubles de la ventilation. Malheureusement, comme nous l'avons déjà exposé, ces méthodes sanglantes exigent une ponction artérielle et demandent un délai de réponse assez long. C'est pourquoi nous avons cherché à appliquer les récentes méthodes physiques d'analyse des gaz à la surveillance de nos malades en état d'insuffisance respiratoire.

Nous les avons utilisées parallèlement aux méthodes classiques qu'elles venaient compléter, tant pour fixer les indications de ventilation assistée que pour assurer le maintien de la ventilation optima chez les malades déjà sous respirateur.

§ I — DONNEES EXPERIMENTALES.

Nous avons essayé de retrouver sur le plan de l'air alvéolaire, les notions données par les examens sanguins et en particulier les modifications qu'entraîne sur l'air alvéolaire le changement de réglage de l'appareil respirateur, dont on doit craindre des conséquences fâcheuses sur l'efficacité de la ventilation.

Nous avons constaté qu'avec l'appareil d'Engström (volumétrique), les modifications du rythme respiratoire sont sans influence sur le taux de CO₂ sanguin jusqu'à une certaine limite. En effet, quand on dépasse un rythme de 25 mouvements respiratoires par minute, l'efficacité de la ventilation assistée diminue, (chez un adulte s'entend). Ceci est dû :

— d'une part à un phénomène mécanique : chaque temps de fonctionnement de l'appareil ne dure pas suffisamment longtemps. Le gonflage de la vessie de l'Engström n'est pas assez complet pour que l'égalisation des pressions se fasse.

— d'autre part à l'augmentation progressive de l'importance physiologique de l'espace mort, en rapport direct avec l'importance de la dyspnée. Il est à noter également que la dyspnée artificielle que l'on produit en accélérant le rythme respiratoire empêche une évacuation correcte de l'air contenu dans les alvéoles pulmonaires.

Inversement, à l'aide d'enregistrements répétés chez des sujets ne présentant pas de troubles vasculaires et dont la perméabilité alvéolaire était normale, nous avons constaté qu'un ralentissement du rythme ventilatoire ne produit pas de modifications considérables. Cependant, ceci n'est pas valable si l'on ventile très lentement ; en effet il est évident qu'un rythme très lent oblige à insuffler à chaque inspiration une quantité d'air beaucoup trop importante (l'appareil d'Engström étant volumétrique) et que des phénomènes vasculaires intempestifs vont alors intervenir.

Par contre, les modifications du volume courant, toutes choses étant égales par ailleurs, retentissent directement et linéairement sur la concentration en CO₂, alors que les modifications du mélange respiratoire, chez un sujet dont la ventilation pulmonaire est normale, par exemple le remplacement de l'air par de l'oxygène pur, provoquent des malaises divers mais ne modifient pas sensiblement la pression partielle de CO₂ qui était normale au départ.

Enfin, nous avons, chez des insuffisants respiratoires chroniques, adapté le cataphéromètre à l'appareil d'Engström, de façon à observer les modifications de l'air alvéolaire. Nous avons effectivement constaté que le changement du rythme respiratoire n'a pas d'influence sur le taux de CO₂, alors qu'au contraire les variations du volume d'air insufflé le modifient. L'addition d'oxygène, et d'une manière générale les modifications du mélange respiratoire n'interviennent pas, si l'état du malade était dans les limites physiologiques au départ.

Il est à noter que cette technique possède une cause d'erreur importante, minimisée cependant avec le cataphéromètre actuel ; les mesures à l'inspiration et à l'expiration se font évidemment sous des pressions différentes. Nous avons néanmoins constaté que, dans la pratique, l'étalonnage de l'appareil fait sur le malade sous Engström et l'étalonnage fait sur un individu respirant à l'air libre sont comparables : les différences de pourcentage que l'on observe ne dépassent pas 0,4 %. On a empiriquement estimé que la précision de la mesure est de plus ou moins 0,3 % en CO₂.

§ II — APPLICATION EN CLINIQUE.

C'est à partir de ces données qu'on a utilisé l'appareil sur le plan clinique. Lorsqu'on a déterminé le taux de CO₂ artériel, on précise également le taux de CO₂ alvéolaire, ceci chez le malade ventilé. Si le taux de CO₂ artériel est normal, on considère qu'il correspond

à la réponse idéale du cataphéromètre, sous réserve de l'existence possible d'un gradient de pression alvéolo-capillaire que nous avons déjà étudiée. Notons cependant que l'étalonnage de l'appareil varie dans le temps et qu'il faut le contrôler fréquemment, au moins une fois par heure.

L'application au malade peut se faire dans deux conditions :

a) Au cours d'un accident aigu.

Chez un emphysémateux par exemple. On procède à l'étalonnage du cataphéromètre et on le laisse branché jusqu'à ce que le malade soit sorti de son coma. On peut alors suivre de manière précise l'efficacité de la ventilation. De plus, lorsqu'on passe de la ventilation par l'oxygène à la ventilation par l'air, on peut se rendre compte s'il n'y a pas, de ce fait, reprise des accidents dus à l'hypercapnie.

b) Chez un malade chronique.

Dans ce cas on remplacera le contrôle continu par un enregistrement intermittent, l'appareil pouvant rester branché. On se contentera d'évaluer le taux de CO_2 alvéolaire tous les $1/4$ d'heure ou toutes les $1/2$ heures, par exemple. Dans ces conditions, on pourra contrôler de manière précise l'efficacité de l'assistance respiratoire, et assurer ainsi une surveillance sérieuse. L'inconvénient est qu'il faut recommencer l'étalonnage de l'appareil lors de chaque mesure.

c) Les résultats.

Une augmentation de la pression partielle du CO_2 dans le sang artériel signifie que le poumon est hypoventilé dans son ensemble, ou du moins dans une grande partie de son territoire.

Inversement, une diminution de la PCO_2 peut survenir si une affection pulmonaire provoque un shunt artério-veineux, une diminution de la diffusion ou une inégalité dans les rapports ventilation et non-circulation. Cette diminution est consécutive à une hyperventilation alvéolaire globale. Or, par des mesures simultanées de la PCO_2 dans l'air alvéolaire et dans le sang, il est possible de constater qu'il n'existe entre les deux résultats qu'une différence minime. C'est pourquoi nous sommes en droit de les confondre dans la surveillance de l'insuffisance respiratoire et d'admettre que la Pa CO_2 donne une idée précise de la teneur en CO_2 du sang artériel.

Notons toutefois que la découverte d'une teneur normale ou faible en CO_2 dans l'air alvéolaire n'implique pas forcément l'absence

d'une atteinte respiratoire sérieuse. Cela signifie, dans certains cas, que le malade possède un certain nombre d'alvéoles capables d'être hyper-ventilées, au prix d'un travail pulmonaire de surcharge.

On voit donc toute l'importance que revêtent les mesures du CO₂ alvéolaire chez les malades menacés d'insuffisance respiratoire.

Mais l'étude de la courbe d'élimination du CO₂ ne suffit pas toujours pour donner une idée précise sur l'état pulmonaire d'un malade. La constatation d'une quantité normale de CO₂ dans l'air expiré n'exclut pas, en effet, la possibilité de troubles de la distribution de l'air à l'intérieur du parenchyme pulmonaire. On a alors pensé à les rechercher par une méthode indirecte, en étudiant le renouvellement et le mélange de l'air intrapulmonaire. C'est la mixique.

§ III — LA MIXIQUE.

Le principe de la mesure est fondé sur la dilution d'un gaz relativement soluble, l'hélium par exemple, dans la capacité résiduelle d'un sujet. Cette méthode, la plus ancienne, fournissait des résultats imprécis en raison de la lenteur de réponse des anciens analyseurs de gaz, et avait été supplantée par des mesures en circuit ouvert au moyen d'analyseurs d'azote, plus précis et plus rapides, et que nous passerons sous silence. Elle présente aujourd'hui un regain d'intérêt avec l'apparition du cataphéromètre.

A) Technique de la mesure.

On fait inhaler au malade un mélange gazeux contenant 30 % d'hélium et 70 % d'air, et on analyse de façon continue le gaz expiré, en enregistrant une courbe de concentration en hélium. Ce gaz inspiré va se diluer dans la capacité résiduelle fonctionnelle du sujet jusqu'à obtention d'un état d'équilibre. On trouvera alors à l'expiration un taux d'hélium égal à celui de l'inspiration. Le temps mis pour atteindre cet équilibre correspond au « temps de mixique ». Avec l'hélium comme gaz d'exploration on pourra négliger la quantité de CO₂ et de vapeur d'eau surajoutée, l'appareil étant en effet utilisé avec sa sensibilité minima, suffisante pour l'hélium seul.

Pratiquée ainsi, la mesure de la mixique est une mesure dans le temps. Elle ne tient pas compte de la ventilation minute du malade. On peut alors brancher un spirographe sur le circuit, et établir la courbe de dilution en fonction du volume gazeux nécessaire pour ob-

tenir une uniformisation de la concentration ce qui donnera une idée de la perméabilité bronchiolaire.

Lorsque le temps de mixique est déterminé, on fait respirer le sujet à l'air libre, afin de mesurer le temps que l'hélium mettra pour disparaître de l'air expiré, ou encore le « temps de rinçage ». Les courbes de la mixique et du rinçage doivent approximativement se superposer (fig. 4).

Cette méthode peut être pratiquée en circuit ouvert ou en circuit fermé. Dans le second cas, l'hélium, au lieu d'être rejeté dans l'air atmosphérique, est récupéré dans un ballonnet et inspiré à nouveau. On compense alors l'appauvrissement en oxygène par un débit d'O₂ surajouté. La méthode en circuit fermé permet d'économiser l'hélium, qui est un gaz rare et de prix élevé, la mesure et les résultats étant identiques dans les deux cas.

B) Résultats et interprétation.

Lors de ces mesures du temps de mixique, on pratique un enregistrement continu, au moyen du cataphéromètre. La courbe obtenue correspond à la dilution du gaz dans la capacité résiduelle du sujet. Elle permet de se rendre compte qu'au début de l'épreuve, dans des conditions normales, la dilution du gaz est rapide ; puis les chiffres obtenus varient peu, lorsque l'homogénéisation est faite. La vitesse avec laquelle la concentration d'équilibre est obtenue permet d'apprécier le temps de mixique. Avant l'apparition du cataphéromètre, il était difficile, en pratique, de déterminer le moment exact de l'obtention de l'équilibre, de par la forme exponentielle des courbes fournies par les anciens analyseurs de gaz. Certains auteurs tournaient la difficulté en prenant comme temps de mixique le moment où la concentration de gaz atteignait 90 % de sa valeur finale (Y. BONNET). Actuellement, l'enregistrement linéaire de la concentration des gaz permet d'éliminer cette cause d'erreurs.

Quoiqu'il en soit, une anomalie de la courbe de mixique renseigne sur l'existence d'une inégalité dans la répartition de l'air inspiré. (fig. 5). Plusieurs causes doivent alors être discutées :

— L'existence de modifications locales de la paroi alvéolaire, au cours de l'emphysème par exemple, qui provoque une diminution des fibres élastiques.

— Des modifications de l'expansion alvéolaire, que l'on peut observer à l'occasion de congestion ou de fibrose pulmonaire, de tumeurs, de la présence de transsudats ou d'exsudats dans les alvéoles et les espaces interstitiels des poumons,

— Des obstructions partielles des voies aériennes intrapulmonaires, comme en donne l'asthme, les kystes pulmonaires, les lésions intra-bronchiques ou péribronchiolaires,

— Enfin l'existence de modifications locales de l'expansion thoracique, qui sont l'apanage de la poliomyélite avec paralysie des muscles respiratoires.

L'épreuve n'est donc pas pathognomonique, mais incite, le cas échéant, à effectuer une étude plus poussée, par d'autres examens radiologiques, physiologiques, bactériologiques, ou histologiques.

Il convient d'insister sur le fait qu'on peut déterminer la concentration de l'hélium en différents points du parenchyme pulmonaire, au moyen d'une sonde capteuse locale, et d'avoir ainsi une idée de la distribution. On détermine un temps de mixique variable suivant les différentes zones étudiées, s'il existe une des causes pathologiques précédentes. On dispose donc d'un moyen indirect d'explorer la ventilation pulmonaire à différents étages, mais les différences d'irrigation entre les territoires étudiés, si elles existent, introduisent une cause d'erreurs.

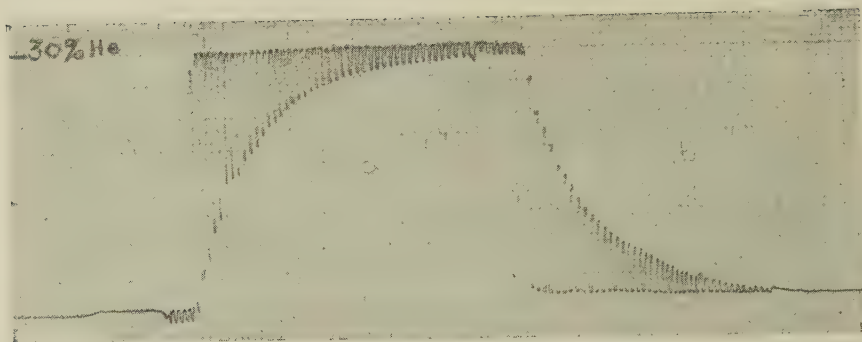


Fig. 4 : Epreuve de mixique pulmonaire chez un sujet normal. (a) : mixique ; (b) : rinçage.

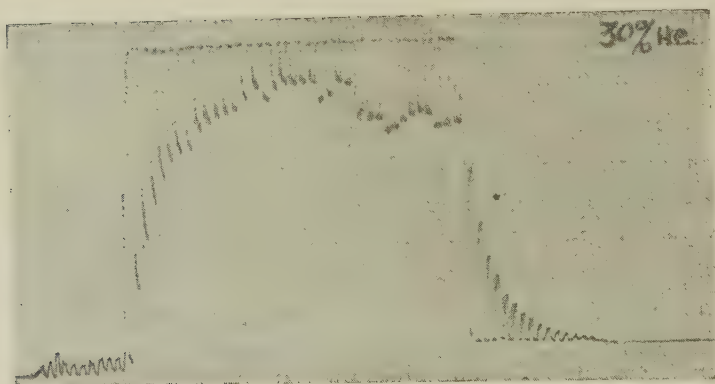


Fig. 5. Epreuve de mixique chez un emphysémateux. L'uniformisation du taux d'hélium dans l'air inspiré et expiré ne se fait pas. De plus, le temps de rinçage est très court, le malade ayant retenu peu d'hélium dans ses alvéoles.

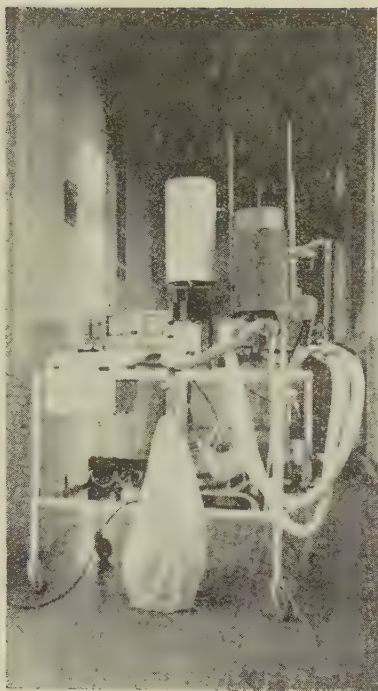
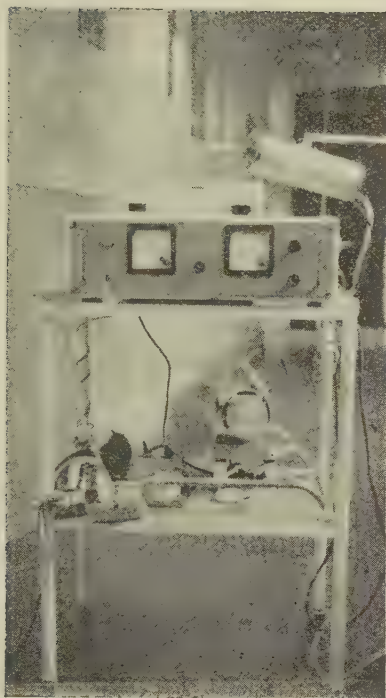


PHOTO N°1. — Montage du cataphéromètre pour la mesure continue du CO_2 dans l'air expiré.

On distingue, en haut et à droite, le bloc de mesure accroché à un trépied (absent sur le cliché). L'air y pénètre par la tubulure qui se trouve à sa gauche, se terminant ici par une aiguille hypodermique, pour prélèvement dans une canule de trachéotomie.

Sur la tablette supérieure se trouve le cataphéromètre lui-même, avec derrière lui l'enregistreur.

Sur la tablette inférieure, à droite, la pompe servant à assurer la circulation de l'air dans le bloc de mesure. A gauche, la bouteille de gaz contenant 6 % de CO_2 , pour l'étalonnage de l'appareil.

PHOTO N° 2 Montage de l'appareil pour mesure de mixique. On a adjoint au montage précédent un spiropgraphe type CARA, que l'on voit à la partie supérieure du cliché.

Au premier plan, un ballon de Douglas, contenant un mélange gazeux à 30 % d'hélium.

CHAPITRE II

OBSERVATIONS CLINIQUES

Nous avons sélectionné, parmi nos malades, quelques observations particulièrement évocatrices, afin de montrer l'importance en clinique de l'analyse rapide et continue de l'air expiré.

OBSERVATION N° 1.

Mr G..., 68 ans. — Malade entré dans le service le 28-4-60, pour quadriplégie, état fébrile, et troubles respiratoires. L'examen est en faveur d'un tableau de polynévrite. L'insuffisance respiratoire est certaine : Le malade tousse avec difficulté, son temps d'apnée est inférieure à 10 secondes, son rythme respiratoire spontané à 36/min. t_o : 38, P : 104, TA : 12 ; soif d'air très nette.

Par ailleurs, on note un encombrement bronchique, classique dans les polynévrites. Il se pose donc une indication de trachéotomie, ainsi que la mise sous Engström.

On a surveillé journellement la composition de l'air alvéolaire de ce malade afin de déterminer sa PCO_2 .

Dates :	28	29	30	3	5	6	7	8	9	10	11
PCO_2 :	45	41	45	48	46	61	57	53	67	69	54

Nous voyons, d'après ce tableau que la PCO_2 de ce malade était subnormale du 28-4 au 5-5. Le 6-5, est apparu un épisode de surinfection bronchique, qui s'est traduit par une augmentation notable de la PCO_2 , d'où une aggravation de l'insuffisance respiratoire. Après la régression de cet épisode, les chiffres de PCO_2 ont diminué, sans toutefois redevenir normaux.

Chez ce malade, en réalité, on peut noter des variations importantes de la PCO_2 au cours de la journée, et il faut modifier le réglage du respirateur en conséquence. On voit donc toute l'importance pratique que revêt la possibilité de se rendre compte à chaque instant de l'efficacité de la ventilation assistée à laquelle ce malade est soumis.

OBSERVATION N° 2.

Enfant L... Michèle, 10 ans — Adressée le 18-5-60 pour état subfébrile, syndrome méningé et parésie des membres inférieurs.

L'affection avait débuté quelques jours plus tôt par un épisode angineux apparemment banal, mais suivi rapidement par un dérochement des jambes.

L'examen montre une raideur méningée, une abolition des réflexes ostéotendineux et cutanés, et une parésie de topographie proximale des deux cuisses, prédominante à droite. On porte alors le diagnostic de poliomyélite antérieure aiguë.

Le 19-5, la parésie se complète, les abdominaux se contractent moins bien, ainsi que le diaphragme. On observe une tendance marquée à l'encombrement, et l'on pratique une trachéotomie d'urgence.

L'état respiratoire de l'enfant a été contrôlé pendant plusieurs heures par jour depuis l'entrée, et les chiffres sont demeurés normaux les 5 premiers jours, comme d'ailleurs ceux des examens artériels. Le 6ème jour, au contraire, on notait, outre une augmentation de la FaCO_2 , qui n'avait pas dépassé 4 à 4,2 %, une expiration en deux temps, irrégulière, qui confirmait les notions cliniques et spirographiques recueillies en même temps. Cependant les contrôles biologiques restaient subnormaux. La malade fut alors branchée en Engström 6, puis 12 h. la nuit, et depuis elle accuse une amélioration fonctionnelle certaine, une impression de bien-être et de progrès rapides, tandis que l'on note un meilleur sommeil et les premiers signes de régression des paralysies.

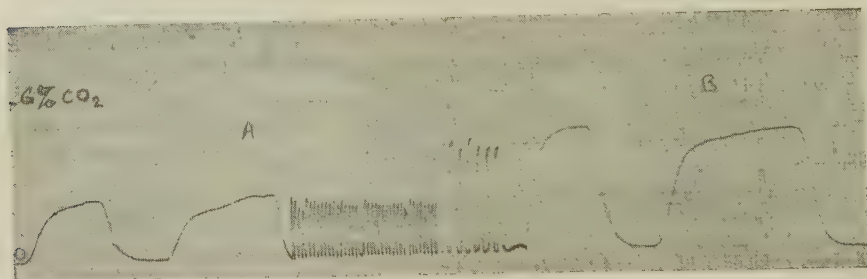
L'analyse continue des gaz a ici confirmée la notion d'une insuffisance respiratoire modérée quoique justifiant quelques heures d'assistance quotidienne.

OBSERVATION N° 3.

Mr S... Lucien, 55 ans. — Il s'agit d'un malade entré dans le service le 30-5-60, pour polyradiculonévrite type Guillain-Barré, avec une pneumopathie intercurrente et encombrement bronchique, que nous avons examiné, à son arrivée. Ce malade présentait des signes cliniques d'anoxie évidents. Nous avons procédé au dosage de son CO_2 alvéolaire et nous avons trouvé une FaCO_2 voisine de 2 %, donc très diminuée. Ceci a été confirmé par un dosage dans le sang artériel. Nous avons, avec un volumètre de Draeger, constaté que le volume courant de ce malade était de 15 litres/min., donc très augmenté.

Nous nous trouvons donc devant un sujet hypoxique et hypocapnique, l'hypocapnie étant explicable par cette hyperventilation de compensation. Il a été pratiqué une trachéotomie d'urgence.

Il nous a paru intéressant de reproduire la courbe de FaCO_2 de ce malade comparée à une courbe normale (fig. 6).



En A, courbe enregistrée chez le malade.

En B, courbe d'élimination normale.

La courbe pathologique traduit, dans ce cas, une hypocapnie accentuée, due à une hyperventilation, chez un malade présentant par ailleurs des signes d'anoxie.

CONCLUSIONS

Nous avons étudié quelques méthodes modernes de détermination de la concentration des gaz dans l'air alvéolaire et de la saturation oxyhémoglobinique. Toutes ces méthodes non sanglantes permettent un enregistrement continu dont nous avons envisagé l'application au diagnostic de l'insuffisance respiratoire et à la surveillance biologique de l'assistance respiratoire mécanique :

Nous avons retenu et étudié plus spécialement le cataphéromètre qui permet la mesure, suivant le principe de la thermoconductibilité, de la concentration de CO₂ dans un mélange gazeux. Grâce à cet appareil, il est possible, d'une part, de déterminer la concentration du gaz carbonique dans l'air alvéolaire ; il apporte ainsi des renseignements précieux sur l'efficacité de la ventilation assistée, l'interprétation de ces renseignements étant cependant rendue délicate du fait de l'existence possible de troubles de la diffusion. D'autre part, l'appareil permettra de mesurer le temps de renouvellement de l'air dans les poumons. Ces mesures de «mixique pulmonaire», en dehors de leur intérêt en pneumologie, rendent compte du mécanisme de l'atteinte fonctionnelle au cours de nombreuses insuffisances respiratoires aiguës, en même temps qu'elles précisent le bilan dans les insuffisances chroniques.

Ainsi cet appareil mérite de prendre place parmi les instruments de contrôle de la ventilation assistée, bien qu'il demeure à l'heure actuelle davantage un élément de laboratoire qu'un appareil d'utilisation courante.

Vu : Le Doyen
H. HERMANN.

Le Président de la Thèse : .
BERTOYE

Vu et permis d'imprimer,
LYON, le 8 Juin 1960.

Le Recteur, Président du Conseil de l'Université,
André ALLIX

BIBLIOGRAPHIE

1. — AUSTRIAN (R.), Mc CLEMENT (J.H.), RENZETTI (A.D.), DONALD (K.W.), RILEY (R.L.) and COURNAND (A.). *Clinical and physiologic features of some types of pulmonary disease with impairment of alveolar capillary diffusion.* — Am. J. Méd., II : 667 (1951).
2. — BAUDRAZ (B.) — *Le traitement des insuffisances respiratoires au cours de la poliomyélite.* — Revue Médic. de Suisse Romande, 74-7, 391-400 (1954).
3. — BONNET (Y.) — *Etude de la mixique pulmonaire.* — Jour. Réan. Neuro-Resp. Hôp. Claude Bernard, 7 oct. 59, p. 62-71.
4. — BOUR (H.) — *Les syndromes d'hypercapnie et d'hypocapnie.* — Presse Médicale, 64, n° 3 : 46-48 (11 janv. 1956).
5. — CARA (M.) — *Syndromes d'insuffisance respiratoire.* — Num. Spéc. Revue Intern. des Scs de Santé des Arm. de terre, mer, air, p. 73-98.
6. — CARA (M.) — *Bases physiques pour un essai d'évaluation des taux d'incapacité respiratoire.* — Arch. Mal. Prof., 11,6, 1950.
7. — CARA (M.) — *Apports de la respiration artificielle à la connaissance de la fonction respiratoire.* — Pathologie et Biologie (Sem. des Hôp.) n° VII-VIII : 577-582 (Avr. 58).
8. — CARA (M.) et JOUASSET (D.) — *Rôle de l'insuffisance respiratoire dans l'insuffisance respiratoire.* — J. Fr. Méd. et Chir. Thor. 10-3-56.
9. — CARROLL (D.) — *Arterial blood oxygen and carbon dioxide studies in the respiratory paralysis of poliomyelitis.* — Bull. John Hopkins Hospital, 96 : 242-252 (June 1955).
10. — CHABOT (B.) — *La mesure de la ventilation alvéolaire. Etude critique de la méthode d'Enghoff-Rossier.* — Thèse Nancy, 104, p. dact. 1957.
11. — COMROE (J.H.), FORSTER (R.E.), DUBOIS (A.B.), BRISCOE (W.), CARLSEN (E.) — *Le poumon ; physiologie clinique et exploration fonctionnelle.* — The Year Book, Ed. Chicago 1956.
12. — CRANE (M.G.), AFFELDT (J.E.), AUSTIN (E.), and BOWER (A.G.) — *Alveolar carbone dioxide levels in acute poliomyelitis.* — Journ. Appl. Physiol., 9 : 11-18 (July 1956).
13. — DAUTREBANDE (L.) — *Les échanges respiratoires.* — Les presses médicales de France, Ed. Paris 1930.

14. — ENGSTROM (C.G.). — *Treatment of severe cases of respiratory paralysis by the Engström universal respirator*. — British Medical Journal, 4889 : 666-669 (18 Sept. 1954).
15. — GRAY (J.S.) — *Pulmonary ventilation and its physiological regulation*. — Charles Thomas Ed., Springfield, Ill. (E.U.), 1950.
16. — JOUASSET (D.). — *Valeur des signes cliniques pour la conduite de la ventilation artificielle en chirurgie, avec l'appareil d'Engström*. — Thèse Méd. Paris, 1957.
17. — KOCH (R.), METZ (J.), SAUNIER (C.) — *Comparaison de la PACO₂ et des données spirométriques chez les insuffisants respiratoires*. — Rev. Méd. Nancy, 84 : 114, 1959.
18. — LACOSTE (J.) — *L'antagonisme ventilation-perfusion au cours du cycle respiratoire*. — Thèse Doct. ès Sciences, Nancy, 1958.
19. — LACOSTE (J.), MARTIN (J.), WOELFFLE (Mlle G.) — *CO₂ expiré chez l'insuffisant respiratoire. Analyse ultra-rapide*. — Journ. Réan. Méd. Chir. Nancy, 26-27 avr. 1959, p. 220-225.
20. — LINDERHOLM (H.) — *The poliomyelitis epidemic in Stockholm 1953. X. Survey of physiologic studies on circulation and respiration*. — Acta Medica Scandinavia, 154, suppl. 316 : 68-70 (1956).
21. — LINDERHOLM (H.) et WERNEMAN (H.) — *The poliomyelitis epidemic in Stockholm 1953 XXIII. On respiratory problem regulation in poliomyelitis convalescents*. — Acta Medica Scandinavia, 154, suppl. 316 : 135-157 (1956).
22. — LIOT (F.J.) — *Les troubles respiratoires de la maladie de Heine-Medin, du syndrome de Guillain-Barré et des polynévrites. Etudes cliniques spirométriques et humorales*. — Thèse Paris n. 307 (1957).
23. — LISSAC (J.) — *Le syndrome d'hypoventilation alvéolaire*. — Jour. Réan. Neuro-Résp. Hôp. Claude Bernard. 7 oct. 1959, p. 50-59.
24. — LISSAC (J.) — *Le syndrome clinique et biologique de l'hyperventilation alvéolaire*. — Presse médicale, 66, n. 33, 740-747 (26 avr. 1958).
25. — MOLLARET (P.), POCIDALO (J.J.), RAPIN (M.), GOULON (M.), LISSAC (J.), LIOT (F.) — *La place des mesures spirométriques dans l'exploration fonctionnelle pulmonaire des paralysies respiratoires*. — Path. et Biolog. (Sem. des Hôp.) n. 5-6 : 463-470 (Mars 1958).
26. — ORGANISATION MONDIALE DE LA SANTE — *La poliomyélite* (R. DEBRE, D. JUNEAU, John F. ENDERS, M.J. FREYCHE, S. GARD, W. Mc HAMMON, H. KOPROWSKY, H.C.A. LASSEN, J. NIELSEN, John R. PAUL, A.M. PAYNE, A.-J. RHODES, W. RUSSEL, A.B. SABIN, S. THIEFFRY, W. WOOD). — Masson Ed. 1955.
27. — POCIDALO (J.J.) — *Dosages du CO₂ gazeux* — Journ. réan. neuro-resp. Hôp. Claude Bernard, 8 oct. 1958, p. 72-73.
28. — POCIDALO (J.J.) — *Technique des contrôles humoraux de la ventilation pulmonaire* — Presse Médicale, 65 : 292 (1957).

29. — RAHN (H.) — *Inhomogeneity of alveolar air.* — Am. J. Physiol. 155 462, 1948.
30. — RAPIN (M.) — *Les hypoventilations alvéolaires d'origine bulbaire.* — Presse Médicale, 66, n° 34 : 767-770 (30 avr. 1958).
31. — RICHTER (T.), WEST (J.R.), et FISHMAN (A.) — *The syndrome of alveolar hypoventilation and diminished sensitivity of the respiratory center.* — New England/J. of Med., 256, 1165, 1957.
32. — ROSSIER (P.H.), BUHLMANN (A.), WIESINGER (K.) — *Physiologie und Pathophysiologie der Atmung.* — 1 vol., 395 p., 1958, Ed. Springer-Verlag, Berlin.
33. — SADOUL (P.) — *La ventilation alvéolaire.* — Presse Médicale, 66 n. 1: 683-687 (19 avr. 1958).
34. — SADOUL (P.) et SAUNIER (C.) — *L'équilibre acido-basique en pathologie respiratoire.* - Journ. réan. Méd. chir. Nancy, p. 151-200, Avr. 1959.
35. — SARNOFF (S.J.), WHITTENBERGER (J.L.) et AFFELDT (J.E.) — *Hypoventilar syndrome in bulbar poliomyelitis.* — Journ. Am. Medic Assoc., 147 : 30-34 (1951).
36. — SEDALLIAN (P.) et coll.. — *Evolution des formes respiratoires de la poliomyélite antérieure aiguë.* — Journal de Médecine de Lyon, 37 : 135-145 (20 Fév. 1956).
37. — SIEKER (H.O.) et HICKAM (J.B.) — *Carbon dioxide intoxication: the clinical syndrome, its etiology and management, with particular reference to the use of mechanical respirators.* — Medicine, 35, 4, 389 (1956).
38. — STORSTEIN (O.) — *The effect of pure oxygen breathing on the circulation in anoxemia.* — Acta Medica Scandinavia : 143 suppl. 269 (1952).
39. — THIEFFRY (S.) et BLANCHER (G.) — *Les formes hautes de la poliomyélite antérieure aiguë. Etude clinique, essai physiopathologique, perspectives thérapeutiques.* — Sem. des Hôp. de Paris, 30 : 124-131 (10 janv. 1954).
40. — VINCENT (P.) — *Surveillance biologique des insuffisants respiratoires — Colloque sur l'insuffisance respiratoire, Hôp. de la Croix-Rousse, Lyon. Déc. 1959.*
41. — VISSER (B.F.) — *Clinical gas analysis based on thermal conductivity.* — Thèse Doct. ès Sciences, Université d'Utrecht, 1957.
42. — WHITTENBERGER (J.L.) — *Artificial respiration* — Physiological Review, 35 : 611-628 (1955).

TABLE DES MATIERES

Introduction	17
Première partie	
Place de la thermo-diffusion dans les méthodes d'analyse des gaz	19
Deuxième partie :	
Le Cataphéromètre	23
Chap. I — Description	
Chap. II. — Mesures des concentrations gazeuses avec le cataphéromètre	25
Chap. III — La mise en œuvre de l'appareil	29
Chap. IV — L'étalonnage de l'appareil	31
Troisième partie :	
L'intérêt de l'analyse rapide des gaz en physiologie respiratoire	33
Quatrième partie :	
Chapitre I — Application de l'appareil à la surveillance des malades	39
Chap. II — Observations cliniques	49
Conclusions	51
Bibliographie	53

